

【物件名】

提出刊行物 1

[提出刊行物 1]

【添付書類】



⑨ 日本国特許庁 (JP)

⑩ 特許出願公開

⑪ 公開特許公報 (A) 昭61-265151

⑫ Int.Cl.*
A 61 N 1/36

識別記号

府内整理番号
6482-4C

⑬ 公開 昭和61年(1986)11月22日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全 6 頁)

⑭ 発明の名称 患者の衰弱した筋肉群の再訓練を患者が開始する方法

⑮ 特願 昭60-105719

⑯ 出願 昭60(1985)5月17日

⑰ 発明者 カール、ジー、イル アメリカ合衆国オレゴン州、ヒルズボロ、ボックス、292

ビセイカー ジー、ルート、3

⑱ 出願人 カール、ジー、イル アメリカ合衆国オレゴン州、ヒルズボロ、ボックス、292

ビセイカー ジー、ルート、3

⑲ 代理人 弁理士 佐藤 一雄 外2名

【裏面有】



明細書

1. 発明の名称

患者の衰弱した筋肉群の再訓練を患者が開始する方法

2. 各種請求の範囲

- (1) 患者により意識的に選択された筋肉群中に患者が自発的に筋電図信号を発生する過程と、そのようにして発生された筋電図信号が所定の強度を有する時に検出する過程と、その検出された筋電図信号からより強い刺激信号を発生する過程と、筋電図信号の検出と同時に刺激信号を患者の衰弱した筋肉群へ送つて、患者により知覚された刺激信号に対する筋肉応答を発生させて、自発的に開始された筋電図信号に応答させる過程とを備えることを特徴とする患者の衰弱した筋肉群の再訓練を患者が開始する方法。
- (2) 特許請求の範囲第1項記載の方法であつて、前記刺激信号は所定の長さの通信時間だけ送ら

れ、その通信時間が経過した時に非通信の休止が存在し、その休止時間は通信時間よりも長いことを特徴とする方法。

- (3) 特許請求の範囲第1項記載の方法であつて、衰弱した筋肉群は患者の肢内にあり、自発的に開始される筋電図信号は同じ肢内であるように患者により意識的に選択された筋肉群中に発生されることを特徴とする方法。
- (4) 特許請求の範囲第1項記載の方法であつて、患者の衰弱した筋肉群は患者の肢内に含まれ、自発的に開始される筋電図信号はその肢ではない別の肢内の筋肉内に発生されるように患者により意識的に選択されることを特徴とする方法。
- (5) 特許請求の範囲第1項記載の方法であつて、自発的に開始された筋電図信号は患者の衰弱した筋肉群中に発生され、前記刺激信号は同じ衰弱した筋肉群へ伝えられることを特徴とする方法。
- (6) 特許請求の範囲第1項記載の方法であつて、自発的に開始された筋電図信号は患者の衰弱した筋肉群中に発生され、前記刺激信号は同じ衰弱した筋肉群へ伝えられることを特徴とする方法。

特開昭61-265151(2)

ていない筋肉群中に発生され、前記刺激信号は患者の表層した筋肉群へ伝えられることを特徴とする方法。

5. 発明の詳細な説明

【発明上の技術分野】

本発明は表層した筋肉群を再訓練する装置および方法に関するものである。とくに、本発明は、治療を受けている患者により自発的に筋肉群中に開始された筋電図(E.M.G.)信号を検出して、その患者により開始された信号に応答して人工的な刺激信号を表層した筋肉群へ送る、患者により開始される応答装置(P.I.R.D.)によって表層した筋肉群を再訓練する装置および方法に関するものである。

【従来の技術】

人の筋肉群は種々の原因で衰弱するようになる。最も一般的な筋肉衰弱原因の一つは卒中(stroke)である。筋肉衰弱は神経障害、および神経と筋肉の少くとも一方のある種の萎縮によ

つても起る。疲労した筋肉群は、神経刺激に応じて筋肉を再訓練することによって性質正常な機能を行えるまでに回復させることができる。

筋肉群の中に挿入された電極、または筋肉群に近い患者の皮膚の上に置かれた電極を通じて筋肉群へ刺激インパルスを送る装置によつて、疲労した筋肉群は外部から刺激されていた。

人工的な刺激すなわち外部からの刺激は各種の機器をとる。1つの機器はコンピュータ化した刺激発生器であつて、患者の筋肉の動きを発生する定められたペースで刺激インパルスを発生するよう構成されている。別の機器は物理療法士(physical therapist)または患者により手動で開閉され、電極と刺激電極を含む電気回路を單に完結することによつて人工的な刺激を発生することを含む。ある例では、この類の装置を患者により開始される応答装置と呼ぶことができるが、本発明装置との用語を使用する時は、患者により自発的に発生されて、人工的な刺激信号を発生する装置をトリガする信号として作用する筋電図

(3)

信号を検出し、その人工的な刺激信号を表層した筋肉群へ送る装置を指す。

【発明の目的】

本発明の目的は表層している筋肉群の再訓練のための患者により開始される応答装置を得ることである。

本発明の別の目的は、表層している筋肉群中の筋電図信号を検出し、人工的な刺激信号をその同じ表層している筋肉群へ送るA.I.P.D.を得ることである。

本発明の更に別の目的は、筋肉群中の筋電図信号を検出し、人工的な刺激信号を表層している筋肉群へ送るP.I.R.D.を得ることである。

【発明の概要】

本発明は表層しているか、表層していない筋肉群中の筋電図信号を検出する経皮電極を利用して、検出された信号は前記装置へ送られる。その前記装置はその信号を解析して、その信号が可変しきい値検出回路により設定されているレベルを超えるか否かを判定する。そのレベルを超えておれば、

(4)

その回路は人工的な刺激信号を発生して、その刺激信号を表層している筋肉群の近くに設けられている経皮電極へ送る。

したがつて、この装置は筋肉群中に患者により自発的に発生された筋電図信号を検出し、それから人工的な刺激信号を発生して、その刺激信号を表層した筋肉群へ送るために使用できる。ある場合には、患者により開始された信号と人工的な刺激信号は同じ筋肉群に作用を及ぼす。他の場合には、患者は二つの筋肉群中に自発信号を発生することにより他の筋肉群を人工的に刺激する。

【実施例】

以下、図面を参照して本発明を詳しく説明する。まず第1図を参照する。治療を受けている患者12が一連の導線および1組の経皮表面電極により、患者により開始される応答装置(P.I.R.D.)10に接続される。患者の左下肢に誘導電極14と、基準電極16と、接地電極18とがとりつけられている。患者の右下肢に遠隔電極20、22がとりつけられている。

(5)

—290—

(6)

【裏面有】



特開昭61-265151(3)

これらの電極は一連のシールド線により制御器11へ接続される。能動電極14が線24により接続され、非活性電極16は線26により接続され、接地電極18は線28により接続され、遮断電極20, 22は線30, 32によりそれぞれ接続される。

線24～32は超小型の電話用プラグで終端できる。すなわち、線24はプラグ34で終端させられ、リード26, 28は共通の基準／接地プラグ36で終端させられ、線30, 32は1個の接続プラグにより終端させられる。

次に第2図を参照する。この図には制御器11が示されている。プラグ34はジャック40により制御器11に接続される。プラグ36, 38はジャック42, 44によりそれぞれ接続される。第2図の残りの部分は第3図を参照して從て説明する。

次に第3図を参照する。電極14～22が制御器11のブロント回路図とともに示されている。電極14, 15により受けられた筋電図(BM)信号が一对の1メガオーム抵抗46, 48をそれぞれ介して制御器11の前置増幅器50へ与えられる。電極18は接地さ

れる。電極14, 15, 18のこととこでは信号受信電極手段とまとめて呼ぶことにする。

增幅されたBMの信号は印加電圧ファイル52と、別の増幅器54と、整流器56とを通される。

三位電極能選択スイッチ58により患者または物理療法士は制御器11の機能のうちの1つを選択できる。それらの機能はそれぞれ次の通りである。オペレーターはメータ60の指示により患者により開始されたBMの信号のレベルを単に監視する。オペレーターは、人工的な刺激信号の発生を通じて經皮電気神経刺激器(TEENS)として制御器11が動作する機能を選択できる。またが、オペレーターは患者により開始されたBMの信号のレベルの監視と同時に、人工的な刺激信号の発生とを行うことができる。

スイッチ58が第2図に示すスイッチについて示されているように位置へ動かされると、スイッチ58の接点58a, 58bが閉じ、そのために整流器56からの信号メータ60だけへ送られる。スイッチ58がBMのテキニカル位置へ動かされると、接点58a,

(7)

58cと58d, 58eが閉じられる。この位置では整流器56からの出力がメータ60と、人工的な刺激信号を発生する回路に与えられる。スイッチ58がTEENS位置へ動かされると、整流器56からの信号は人工的な刺激信号発生回路のみへ送られる。

スイッチ58がBMのテキニカル位置またはTEENS位置へ動かされると(それにより刺激信号を発生する)、整流器56からの增幅されたBMの信号がしきい値検出器68へ与えられる。このしきい値検出器のしきい値レベルはしきい値検出器調整器66により設定される。所定のBMをしきい値レベルに達すると、增幅されたBMの信号がしきい値検出器68をトリガし、制御器の部品が動作させられて人工的な刺激信号を発生する。

しきい値検出器68をトリガするのに十分な強さのBMの信号が、制御器11の他の部分、ことでは論理手段と呼ぶ、を動作させる。人工的な刺激信号の周波数を決定するレートクロック66の動作が開始される。レートクロック66は刺激率調整器66により調節できる。パルス発生安定回路70が個人

(8)

の人工的な刺激信号バルスの数を制御する。

ドエルオン半安定回路68がレートクロック66と同時にトリガされる。ドエルオン半安定回路72の動作時間が経過すると、ドエルオフ半安定回路74がトリガされる。

レートクロックの出力と、バルス発生安定回路の出力と、ドエルオン半安定回路の出力と、ドエルオフ半安定回路の出力とが加算ロジック76により加え合わされる。レートクロックと、バルス発生安定回路と、ドエルオン半安定回路と、ドエルオフ半安定回路とをまとめて信号発生手段と呼ぶことにする。加算ロジック76が選択を入力パターンを受けると、加算ロジック76はいわゆる論理手段出力を発生する。その出力はトランジスト・ドライバ78を制御する。このトランジスト・ドライバは刺激振幅調整器66を介して刺激バルスの振幅を制御し、昇圧トランジistor82を制御する。ドライバ78とトランジistor82は増幅器と呼ばれるものを構成する。

トランジistor82と制限選択スイッチ86の間の回路に

(10)

(9)

—291—

特開昭61-265151(4)

2個のトランスマルチオード 84, 85が挿入される。制御器11のオペレータは、2個の刺激電極のうちのどれに人工的な刺激信号を加えるかをスイッチ 88により選択できる。実際には、スイッチ 88は超小型薄型電極ジャック44(第2図)の一端であつて、2個の接点 88a, 88bと、可動片 88cとを含む。可動片 88cは接点 88aに通常接触せられるようにはねにより偏倚させられる。プラグ38が制御器11のプラグにさしこされると、スイッチ 88の可動片 88cが接点 88aに接触し、それにより人工的な刺激信号が超薄型電極へ送られる。ジャック44にプラグが挿入されないと、可動片 88cが接点 88aに接触し、人工的な刺激信号が誘導電極へ与えられる。

典型的なEMG信号の電圧は1~100マイクロボルト、周波数は80~400Hzである。制御器の出力は20~60ボルトの電圧と、40~120Hzの周波数を有する。その周波数は調整器66により調整される。治療を受ける患者にとっては80Hzの周波数が最も好適であることが実験により見出され

(11)

れる。超薄型電極は患者または筋肉群にはとりつけられない。制御器11へはスイッチ 88により電力が供給される。

EMG信号が誘導電極14と基準電極18の間で検出される。接地電極18により装置の性能が向上し、より広いセンサ面積を与える。表面電極を対として使用することによりEMG信号の検出が局所化される。

前記したように、EMG信号は前置増幅器50により增幅されてフィルタ62へ与えられる。フィルタ62は、患者が商用電源を用いる電気機器の近くに居る時にこの装置へ加えられることがある放電しない周囲の電気的インパルスを除去する。

既定の強さの50%が許容のトリガ信号として機能できるようにするために、しきい値検出器62はしきい値検出器調整器64により調整できる。先に説明したように、タロット66と单安定回路70, 72, 74が加算ロジック76へ出力を与える。この加算ロジックは筋肉群の人工的な刺激として最終的に機能する出力を生成する。

(12)

ている。また、人体の皮膚は1000~3000Ωの抵抗値を有することが見出されている。以上の説明から、電極14, 16, 18は非常に広い範囲の電圧を取り扱うことができなければならないことがわかるであろう。

また、前置増幅器50はマイクロボルト範囲で動作し、しかも20~60ボルトの電圧から保護されねばならない。抵抗46, 48と、入力保護ダイオード92, 94, 96, 98を含めることによりトランスマルチオード84, 85により、電極により受けられたEMG信号に対するトランスマルチオードのインピーダンスが比較的低くなることを阻止する。それにより、EMG信号を前置増幅器へ正しく与えることができる。

ここで、患者12が左太腿の複数した筋肉群の再訓練を受けており、その太腿の筋肉群は神経系からEMG信号を自然として受け、左脚をわずかに動かすことができると仮定する。表面電極は患者の左脚のみに第1回に示すようにしてとりつけら

(13)

前記信号発生手段を含んでいないと、この装置は発振状態に入り得ることがわかるであろう。その発振状態が起ることを阻止するために、調整器64により設定されたしきい値をえたEMGがレートクロック66とドエルオングル安定期回路72同時にトリガする。レートクロック66は刺激率調整器68によって80Hz附近の周波数で一般にセットされる。レートクロック66とペルス幅单安定回路70は増幅された刺激信号の周波数と一緒に決定する。ドエルオングル安定期回路72が、ドエルオントリガ時間調整器100(第2図)により設定されるように、第1の所定の時間を定める。ドエルオングル安定期回路74が、ドエルオフ時間調整器102(第2図)により設定される第2の所定の時間を定める。しきい値検出器とドエルオングル安定期回路の組合せにより、いわゆる信号発生手段を構成する。ドエルオフ時間調整器102引いて患者により開始されるEMG信号、または制御器11により発生さ

(14)

(13)

—292—

【裏面有】



特開昭61-265151(5)

れる信号が、所定の時間内に被覆をトリガするとそれを停止する。したがつて、ここではそのドエルオフ单安定回路のことを刺激信号の発生の再開始を阻止する手段と呼ぶ。

先に説明したように、人工的な刺激信号の強さすなわち振幅を刺激回路整数80により20~80ボルトの間で変えることができる。このようにしてトランス80により発生された信号は、再訓練されている皮膚した筋肉群へ能動電極14を通じて送られる。との能動電極14はいきは刺激電極手足または刺激信号伝達手段として機能する。この場合には、受信電極と刺激電極は共通のハウジング内に納められる。患者により開始される筋電団信号を受けるためにはかなり小型の電極で十分であるが、電極がとりつけられている患者の皮膚が火傷することを防止するために、刺激電極としては多少大きい電極を必要とする。

典型的な人工刺激信号の電圧は20~80ボルト、電流は20~80ミリアンペア、周波数は40~120Hzである。皮膚に生ずる火傷が最も少ないという点で、

(15)

にとりつけられ、波形電極20、22が患者の右脚に當てられたとすると、制御器11内に発生された信号が患者の右脚の伸筋へ加えられる。電極をこのようにしてることにより、患者は左脚にヨコの信号を開始することによって、右脚の皮膚した筋肉群を患者が刺激できる。明らかに、信号を受ける電極は任意の位置を筋肉の近くに位置させることができる。信号を受ける電極と刺激電極はこの状況においては独立して納められる。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の患者により開始される筋電団信号を利用してある患者を示す略示的説明図、第2図は本発明の装置の制御器の正面図、第3図は本発明の装置の簡略化したブロック電気回路図である。

11…制御器、14…能動電極、16…基動電極、18…接地電極、20、22…連続電極、50…前後増幅器、52…フィルタ、56…整流器、58、60…切換スイッチ、62…しきい値検出器、64…しきい値検出

(17)

約80Hzの周波数が最も好ましいことが見出されている。典型的な人工刺激信号の持続時間は100~600ミリ秒で、その様に3~10秒の休止時間が続く。持続時間がドエルオフ单安定回路により決定され、休止時間はドエルオフ单安定時間が決定される。

人体は1秒間に約10回ヨコの信号を与えた筋肉群へ与えることができるが、筋肉群を再訓練するためには必要な強さの人工刺激信号をそのよりなくなり返し率で与えると、電極が当たっている患者の皮膚が簡単に火傷することになる。更に、そのように速く返しの刺激では複数している筋肉を希望通り再訓練することとはできない。

再び第1図を参照して、不十分なヨコの信号を受ける筋肉群を再訓練することを患者が求めたとすると、筋肉群は皮膚していない筋肉群において検出されたヨコの信号によりトリガされる人工的に発生された信号により再訓練できる。この場合には、患者の左脚のヨコの信号を電極14、16、18が依然として検出し、連続電極20、22がブロック44

(16)

静脈整流器、66…レートクロック、68…刺激率調整器、70…パルス幅单安定回路、72…ドエルオフ单安定回路、74…ドエルオフ单安定回路、76…計算ロジック、78…トランジストライバー。

出願人代理人 楠 誠

(18)

特許61-265151(6)

